

Elektroenkefalografia: signaalin prosessointimenetelmät ja käyttö unitutkimuksessa

LuK-tutkielma

11.2018

Tommi Väyrynen

Fysiikan koulutusohjelma

Luonnontieteellinen tiedekunta

Oulun Yliopisto

Sisällysluettelo

1.	Johdanto	1
2.	Elektroenkefalografia	2
2.1.	Käyttö lääketieteessä	2
2.2.	Laitteisto	2
2.3.	Signaalin synty	3
2.4.	Lähde-estimaatit	5
2.5.	Artefaktat	5
2.6.	Taajuusalueet	7
2.7.	Uniluokitus	8
2.8.	Unideprivaatio	10
2.9.	Etenevät aallot	10
3.	Menetelmät	11
3.1.	Mittalaitteisto	11
3.2.	Esikäsittelyt	12
3.3.	Viiveanalyysit	14
3.4.	Amplitudimalli	17
3.5.	Lähde-estimaatit	19
4.	Johtopäätökset	20
5.	Lähteet	22

1. Johdanto

Elektroenkefalografia (EEG) eli aivosähkökäyrä mittaa aivojen sähköistä toimintaa päänahasta. Ensimmäisen mittauksen ihmisestä suoritti saksalainen psykiatri Hans Berger 1920-luvun alussa. Vuosien varrella hän suoritti systemaattisesti kuvauksia, sekä löysi myöhemmin esiteltävät alfa- ja beeta-aallot. Berger myös nimesi menetelmän elektroenkefalografiaksi. Kymmenen vuotta ensimmäisistä kuvauksista, amerikkalainen tutkija Alfred Loomis huomasi selviä muutoksia signaalissa unen aikana tehdyissä mittauksissa. Tästä löydöstä syntyi moderni unitutkimus. [1]

Tässä tutkielmassa tarkastellaan EEG:n käyttöä etenkin unitutkimuksen näkökulmasta. Ensimmäinen osa tutkielmasta on rakennettu kirjallisuuskatsauksen pohjalta. Siinä keskitytään muun muassa seuraaviin aiheisiin: Signaalin synty solutasolta lähtien. Laitteisto, josta EEG mittaukset muodostuvat. Käyttö tutkimuksessa ja kliinisessä työssä. Sekä lopuksi hieman tarkempi katsaus EEG:n käyttöön unitutkimuksessa.

Toisena osana tutkielmaa oli pienimuotoinen työ Oulun yliopistollisessa sairaalassa. MREG (Magnetic Resonance Encephalography) mittaa hapettoman ja hapellisen hemoglobiinin pitoisuuksien muutoksia aivoissa. Eli se mittaa epäsuorasti aivojen aktiivisuutta. Koska nykyinen laitteisto mahdollistaa EEG:n ja MREG:n yhtäaikaisen kuvaamisen, halusimme selvittää, onko näiden kahden menetelmän välillä jonkin asteista korrelaatiota. Valmiita menetelmiä tähän ei ollut olemassa, joten tavoitteena oli kehitellä sellainen menetelmä, jolla signaalien vaihtelua voidaan vertailla spatiaalisesti. Oletuksena oli, että matalilla taajuuksilla nämä kaksi menetelmää korreloivat keskenään. Työn painopisteenä oli viiveanalyysit. MREG-kuvauksille työkalut viiveanalyysiin on jo olemassa. Tehtävänä oli kehitellä samanlaiset työkalut EEG-mittauksille, jotta myös näitä voitaisiin vertailla toisiinsa. Viiveanalyyseistä pyrittiin löytämään eteneviä aaltoja, joiden merkityksestä ja synnystä kerrotaan lisää myöhemmin. Yksittäisiä eteneviä aaltoja löydettiin, mutta ne eivät säilyttäneet järjestystään seuraaviin aallonharjoihin. Kaikki esitellyt menetelmät on toteutettu Matlab ohjelmistolla tai sen pohjalta toimivilla ohjelmilla.

Analyysit tehtiin kuudelta koehenkilöltä mitatulle datalle. Jokaiselle henkilölle suoritettiin kaksi mittausta: hereillä ollessa ja toinen unideprivaatiossa, vuorokauden valvomisen jälkeen. Unideprivaation tarkoituksena oli saada koehenkilö nukahtamaan kuvausten aikana, jolloin saadaan esiin muutoksia EEG:ssä, joita ei normaaleissa kuvauksissa nähdä. Unikuvauksia vertailtiin ns.

kontrollikuvauksiin, joissa kuvattava oli hereillä. Analyyseissä pyrittiin hakemaan eroavaisuuksia näiden kahden välillä.

2. Elektroenkefalografia

2.1.Käyttö lääketieteessä

Käyttö kliinisessä työssä on vähentynyt uusien tarkempien kuvausmenetelmien takia. Esimerkiksi ennen tietokonetomografian yleistymistä EEG:tä voitiin käyttää aivokasvainten paikallistamiseen ja havaitsemiseen. Etenkin tutkimuskäytössä se on yhä tarpeellinen. Sillä on tutkittu mm. dementiaa, unihäiriöitä, sydänkohtauksen jälkeistä aivojen palautumista sekä aivovaurioita. Kliinisessä työssä EEG on mukana mm. epilepsian, unihäiriöiden, kooman ja aivokuoleman toteamisessa.

Epileptiset kohtaukset ovat yksi tutkituimmista sairauksista EEG:llä ja ne ovatkin yleisimpiä neurologisista sairauksia. On pyritty kehittämään algoritmeja, joilla voitaisiin tunnistaa ja jopa ennustaa epileptisiä kohtauksia. Kohtausten ennustamisesta olisi suuri hyöty potilaille, jolloin voitaisiin ehkäistä loukkaantumisen riskejä. Myös psykiatrisia sairauksia on tutkittu aivosähkökäyrän avulla. Sen tarkoitus tällä hetkellä on avustaa päätöksissä, koskien eri hoitomuotoja. Useat näistä menetelmistä tulevat olemaan lähitulevaisuudessa myös kliinisessä käytössä. [2]

2.2.Laitteisto

EEG-laitteisto koostuu päänahasta potentiaaleja mittaavista elektrodeista, vahvistimesta ja tietokoneesta. Sen ajallinen resoluutio on erinomainen verrattuna useimpiin lääketieteen kuvantamismenetelmiin, yltäen jopa millisekuntien tarkkuuteen. EEG:n avaruudellinen tarkkuus ei tosin ole yhtä hyvä, johtuen elektrodien rajatusta määrästä, sekä siitä, että saatu signaali on 2-ulotteinen projektio todellisuudesta. Elektrodien määrä uusimmissa, sekä tarkimmissa laitteissa on 256, joka mahdollistaa huomattavan parannuksen mittauksen tarkkuudessa verrattuna esimerkiksi 32-kanavaiseen. Koska kanavien määrä on kasvanut teknologian kehityksen myötä, elektrodien asettelu käsin ei ole järkevää. Elektrodit onkin kiinnitetty päänmuotoiseen verkkoon, jolloin saadaan kaikki elektrodit asetettua oikeille paikoilleen automaattisesti. Tämä nopeuttaa huomattavasti mittauksen

valmisteluun käytettävää aikaa. Normaalisti päänahkaa pitää raaputtaa kunnollisen kontaktin aikaansaamiseksi, ennen elektrodien asettelua. Käytössämme olleella EGI:n GSN laitteilla elektrodeja voidaan liottaa elektrolyytissä, jonka jälkeen ne hierotaan kevyesti päänahkaan. Tämän tarkoitus on varmistaa, että saadaan kunnollinen kontakti ihoon. Kontaktit voidaan tarkistaa ennen mittausten aloittamista, katsomalla elektrodien impedanssit.

Elektrodit ovat sähkökemiallisessa kontaktissa päänahan kanssa elektrolyytin kautta. Ionipitoisuuksien muutokset päänahassa muutetaan sähkövirraksi ja siirretään kohti vahvistinta. Materiaaleja, joita elektrodeissa käytetään ovat muun muassa: tina, kulta ja hopea-hopeakloridi. Näistä yleisimmin käytössä oleva hopea-hopeakloridi (Ag/AgCl) muodostaa nopeasti vakaan sähkökemiallisen potentiaalin biologissa kudoksissa. Se on pitkäikäinen ja omaa matalan DC-siirrosarvon (*engl. DC-offset*). DC-siirros on ongelma kaikissa metallisissa elektrodeissa. Se aiheuttaa tasaisen potentiaalin siirroksen, jonka suuruus voi olla jopa useita satoja millivolteja. [2]

Koska biologiset signaalit ovat keskimäärin 10-100 μ V, on vahvistin tarpeellinen. Vahvistimen tehtävä on vahvistaa biologisia signaaleja ja poistaa kaikki signaalia vääristävät tekijät. Näistä ensimmäinen on elektrodeista aiheutuva DC-siirros. Toinen on verkkovirtahäiriö, joka aiheuttaa signaaliin 50 tai 60 Hz sinimuotoista artefaktia eli häiriösignaalia. Sitä syntyy etenkin laitteista, joissa käytetään sähkömoottoreita. Häiriövirta kulkeutuu kapasitiivisen kytkennän kautta elektrodien johtimille. Vahvistimet on suunniteltu siten, että DC-siirros kulkeutuu vahvistamattomana läpi ja verkkovirtahäiriö poistetaan kokonaan. Toinen tapa, jolla modernit vahvistimet toimivat on aktiivinen suojaus. Siinä elektrodien johtimien ympärille on laitettu suojaava verkko. Vahvistin syöttää signaalia verkolle, mikä eristää ytimen ulkoisilta häiriöiltä. [2]

Signaalin näytteistystaajuus pitää olla Nyquistin teoreeman mukaan vähintään kaksinkertainen verrattuna signaalin korkeimpaan taajuuskomponenttiin. Jos näytteenottotaajuus on tätä pienempi, tapahtuu laskostumista alemmien taajuuskomponenttien päälle. Tästä seuraa signaalin vääristyminen. Tämän takia on tärkeää tiedostaa, kuinka suuri näytteistystaajuus on riittävä, ettei informaatiota menetetä. [3]

2.3. Signaalin synty

EEG:n elektrodit rekisteröivät neuronien postsynaptisia summapotentiaaleja. Aiemmin uskottiin signaalin alkuperäksi neuronien aktiopotentiaalit, mutta niiden synnyttämä sähkökenttä ei juurikaan

tunkeudu ekstrasellulaaritilaan. Aktiopotentiaalien synnyttämät primäärivirrat ovat kvadrupolaarisia, eli kuin kaksi vastakkaista dipolia, joten niiden aiheuttamat kentät pienenevät nopeasti etäisyyden funktiona. Jotta neuroneista peräisin oleva jännitesignaali voidaan mitata, täytyy seuraavien ehtojen toteutua:

Neuronilla täytyy olla riittävän lyhyt etäisyys mittauselektrodille. Jos etäisyys on liian suuri, signaali vaimenee niin paljon matkalla, että se ei ole enää riittävän voimakas mitattavaksi.

Neuroneilla täytyy olla oikeanlainen orientaatio: kohtisuorassa aivokuoren pintaan nähden, sekä rinnakkain muiden neuronien kanssa. Tätä järjestystä kutsutaan avoimen kentän geometriaksi.

Jotta saadaan riittävän suuri jännite elektrodille, täytyy neuronien aktivaation olla synkronoitua. Muutaman mikrovoltin jännite vaatii vähintään tuhansien neuronien yhtäaikaista toimintaa.

Edelliset ehdot rajoittavat mittauksen aivokuorelle, jonka paksuus on 2-5mm. Aivokuoren pintaosista 80% on pyramidisoluja. Kaikkien neuronien postsynaptiset potentiaalit vaikuttavat signaaliin, mutta niiden osuus siinä on pieni verrattuna pyramidisoluihin. Tämä johtuu kahdesta syystä: Aivokuoren pinnalla neuroneita on paljon enemmän verrattuna syvempiin osiin. Etäisyys elektrodeihin on pienempi aivokuoren pinta osissa. [2,4]

Synaptisia potentiaaleja on kahdenlaisia: eksitatorinen postsynaptinen potentiaali (EPSP) ja inhiboiva postsynaptinen potentiaali (IPSP). EPSP tekee kohde neuronista herkän aktiopotentiaalin synnylle, synnyttäen lokaalin virtanielun. IPSP toimii päinvastoin laskien todennäköisyyttä aktiopotentiaalin syntyyn, tästä seuraa lokaali virtalähde. Kun virta kulkee lähteen ja nielun välillä syntyy dipoli. Näistä dipoleista syntyy dipolikenttä aivokuorelle, jota mitataan elektrodeilla. [5]

Potentiaali johtuu useiden kerrosten läpi, joilla on erilaiset konduktanssit, eli sähkönjohtavuus niissä on erilaista. Näitä kerroksia on muun muassa: päänahka, kallo ja aivo-selkäydinneste. Pinnalla mitattava potentiaali on muuttanut muotoaan alkuperäisestä näiden kerrosten takia. Etenkin luukudoksella on hyvin suuri ominaisvastus (8000-16000 Ωcm) verrattuna esimerkiksi aivo-selkäydinnesteeseen (64 Ωcm). Se aiheuttaa suurimman muutoksen mitattavaan signaaliin. Luukudoksen resistanssin arvot voivat vaihdella hyvin paljon, joka aiheuttaa ongelmia lähteen paikannuksessa. [5]

Mittaustulokset riippuvat suuresti elektrodien paikoista ja koosta. Tätä helpottamaan on kehitetty useita standardi-järjestelmiä, esimerkiksi kansainvälisesti tunnettu 10-20-järjestelmä. Näin elektrodit saadaan asetettua aina samoille paikoille, jotta mittaukset ovat toistettavia ja tulokset vertailukelpoisia keskenään.

2.4.Lähde-estimaatit

Teoreettisesti on mahdotonta paikallistaa signaalin lähdettä yksiselitteisesti. On siis olemassa eri ratkaisuja (lähteiden yhdistelmiä aivokuorella), jotka tuottavat samanlaisen potentiaali jakauman päänahalla. Ongelmaan on olemassa approksimoiva ratkaisu, joka vaatii oletuksia mm. lähteiden sijainnista, sekä eri kudosten sähkönjohtavuudesta. Ratkaisua kutsutaan lähde-estimaatiksi. Lähde-estimaatit koostuvat kahdesta osasta: käänteisen- ja suoran ongelman ratkaisuksista. Käänteinen ongelma tarkoittaa, että mitatuista päänahan potentiaaleista pyritään määrittämään signaalin lähteiden sijainti. Suorassa ongelmassa oletetaan lähteiden paikka ja verrataan teoreettisia potentiaaleja todellisiin mitattuihin jännitteisiin.

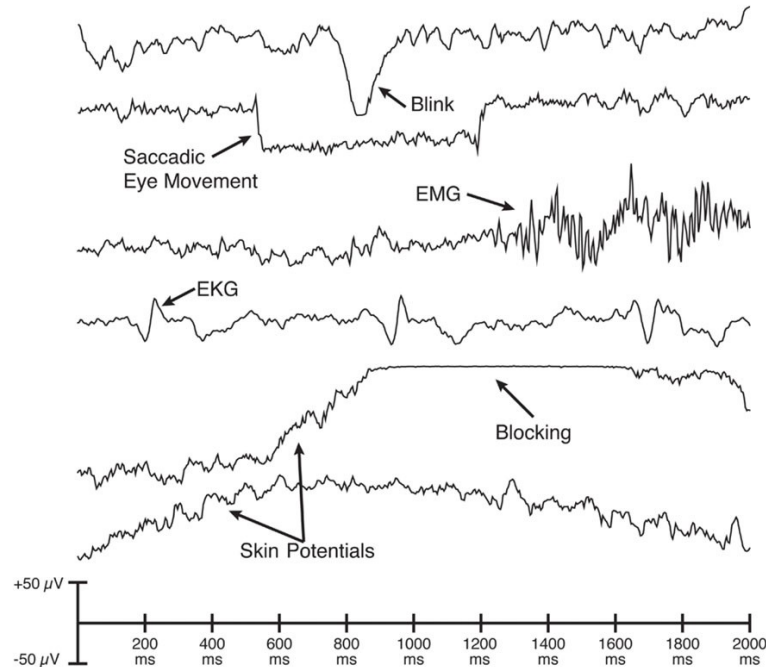
Suoran ongelman ratkaisussa käytetään pään johtavuusmallia, jossa otetaan huomioon pään muoto ja sähkönjohtavuus sen eri osissa. Se voidaan rakentaa henkilön anatomisista kuvista. Siinä oletetaan lähteiden paikka, jonka jälkeen verrataan teoreettisia pään pinnalta mitattavia potentiaaleja todellisiin mitattuihin potentiaaleihin. Käänteiseen ongelmaan on kehitelty useita erilaisia matemaattisia menetelmiä muun muassa miniminormiestimaatti ja dipolimalli. Usein lähde-estimaatit voivat tuottaa toisiinsa nähden eriäviä tuloksia. Esimerkiksi dipolimallin tarkkuus kärsii, jos käytetään väärää arviota lähteiden määrästä. [4]

2.5.Artefaktat

Artefaktat ovat häiriöitä mittauksessa, mitkä eivät tule aivoista. Jotta mittauksia voidaan tulkita luotettavasti, on tärkeää, että ne sisältävät mahdollisimman vähän häiriötä. Yleensä mittaukset suoritetaan sähkökentiltä ja akustisesti suojatuissa huoneissa. Vaikka mittaukset suoritetaan hyvin eristetyissä tiloissa, on häiriöiltä mahdotonta välttyä täysin. Niiden poistoon on kehitetty omia työkaluja, mutta huolellisesti tehty mittaus ja laitteiden toimivuuden tarkistus on paras keino niiden torjumisessa.

Artefaktat voivat olla muodoltaan ja kestoaltaan hyvin erilaisia, ja esimerkiksi epileptisen kohtauksen erottaminen häiriöstä voi olla hyvin haastavaa. Häiriöt saattavat vaikuttaa ainoastaan yhteen kanavaan, kuten voisi käydä yksittäisen elektrodin liikkeessä tai hajoamisessa. Aina artefakta ei

rajoitu vain yhteen kanavaan. Esimerkiksi jos kuvattava puree hampaitaan yhteen kesken mittauksen, syntyy artefakta, joka näkyy hyvin selvästi kaikilla kanavilla. [2]



Kuva 1. Yleisimpiä artefaktoja EEG-signaalissa [16]

Kuvassa 1 nähdään muutamia yleisimpiä häiriöitä, joita EEG:ssä esiintyy. Silmänliikkeistä aiheutuvia häiriöitä, joille on ominaista lyhytkestoiset suuret jännitteen piikit. Nämä voidaan tehokkaasti poistaa, mikäli aivosähkökäyrän kanssa mitataan yhtäaikaaisesti EOG:ta eli silmän verkkokalvon lepopotentiaalia. Näin saadaan selville tarkat ajankohdat, milloin silmien liikettä on tapahtunut. Lisäksi kuvassa EMG-artefakta eli lihasten sähköisestä toiminnasta aiheutuva häiriö, EKG-artefakta, joka aiheutuu sydämen toiminnasta, sekä alimmaisena ihon konduktanssin muutoksista, esimerkiksi hikoilusta aiheutuva artefakta.

Artefaktat luokitellaan ulkoisiin ja sisäisiin häiriöihin syntytapansa mukaan. Ulkoiset artefaktat ovat mittauslaitteistosta, sekä ympäristöstä aiheutuvia häiriöitä. Ne voivat aiheutua esimerkiksi viallisesta elektrodista tai verkkovirtahäiriöstä. Sisäiset häiriöt aiheutuvat kuvattavasta henkilöstä esimerkiksi silmien ja lihasten liikkeestä tai hikoilusta. Sisäiset artefaktat ovat yleensä helpommin tunnistettavia, sillä niillä on niille ominaiset aallonmuodot [4]. Tämän pohjalta on kehitetty algoritmeja, jotka pystyvät tunnistamaan, sekä automaattisesti poistamaan häiriöt. Joskus kuitenkin jäljelle jää häiriötä.

Tällöin voidaan joutua hylkäämään koko kanava, tai vaihtoehtoisesti käyttää rajoittimia. Esimerkiksi amplitudirajoitinta, jolloin häiriön osuus biologiseen signaaliin verrattuna pienenee.

2.6. Taajuusalueet

Synkronoidusti aktivoituvat neuronit aiheuttavat EEG-signaaliin taajuuskaistajaon. Tämä taajuusalue on laaja ilman selviä ala- ja ylärajoja. Eri taajuuskaistoille on yleensä myös niille ominaiset potentiaali-alueet.

Alfa-aallot ovat 8-16 Hz oskillaatiota, jota esiintyy hereillä ollessa. Alfa-aktiivisuus voi alkaa hidastumaan ikääntyessä riippuen henkilöstä ja sairauksista. Amplitudi on vaihtelevaa, mutta kuitenkin yleensä alle 50 μ V. Aaltojen muoto on yleensä sinusoidinen. Niitä havaitaan pääasiassa takaraivo- ja päälakilohkon alueilla, etenkin silmät suljettuina. Amplitudit ovat yleensä suurempia takaraivolohkolla havaituilla alfa-aalloilla, joka käsittelee visuaalista informaatiota. Niitä esiintyy etenkin rentoutuneessa tilassa olevilla. Alfa-aallot katoavat visuaalisesta ärsykkeestä tai vaativan aivotyöskentelyn seurauksesta. [4]

Beeta-oskillaatiot liittyvät normaaliin tietoisuuteen ja keskittymiseen. Ne jaetaan kolmeen eri luokkaan: keskeinen beeta (engl. '*precentral beta*'), takimmainen beeta (engl. '*posterior beta*') ja yleinen beeta (engl. '*generalized beta*'). Keskeistä beeta-oskillaatiota esiintyy otsalohkon alueilla. Väsymys lisää sen esiintymistä ja raajojen liikkeet voivat vaimentaa sitä. Kuten keskeisessä beetassa, myös takimmaisen beetan esiintymistä lisää väsymys. Yleistä beeta-aaltoa havaitaan tiettyjen lääkkeiden vaikutuksen alaisena. Beeta-aaltojen amplitudi on keskimäärin 10-20 μ V välillä. Taajuus 14 Hz jopa 60 Hz. Niitä voidaan nähdä lähes kaikilla terveillä aikuisilla, kuitenkin yleensä enemmän naisilla. [6]

Theeta-oskillaatiot ovat taajuuskaistaltaan 4-7 Hz. Sitä esiintyy aikuisilla lähinnä ainoastaan unen aikana. Joskin pieniä määriä saman taajuuden komponentteja voidaan havaita myös hereillä [4]. Lapsilla Theeta-aaltoja havaitaan paljon hereilläkin ns. tausta-aktiivisuutena [6]. Niitä havaitaan yleensä koko pään alueelta tai pään takimmaisista osista.

Delta-aallot ovat alle 4 Hz aaltoja. Lapsilla niitä löydetään Theeta-aaltojen tapaan tausta-aktiivisuutena. Aikuisilla niitä esiintyy ainoastaan syvän unen aikana. [6]

DC-EEG:stä puhuttaessa yleensä viitataan erittäin matalan taajuuden signaaleihin, tyypillisesti alle 0,1 Hz. Nimi juontaa juurensa vahvistimen ominaisuuksista, joita vaaditaan tämän mittaamiseen.

Tässä tutkielmassa ollaan kiinnostuneita erityisesti näistä erittäin matalan taajuuden oskillaatioista, koska tavoitteena oli verrata DC-EEG:tä MREG-kuvien kanssa. Erittäin matalien taajuuksien mittaaminen vaatii vahvistimelta erityisominaisuuksia, jotka tulee ottaa huomioon. Vahvistimen täytyy olla DC-kytketty (engl. *DC-coupling*) ja sen täytyy omata suuri tuloimpedanssi. Ei ole täysin varmaa mistä erittäin matalat taajuudet syntyvät. Voi olla, että ne ovat osittain neuronaalista toimintaa, sekä osittain hemodynamiikan synnyttämää häiriösignaalia. [4]

2.7. Uniluokitus

EEG mittausta on käytetty unitutkimuksessa vuodesta 1937 alkaen, kun Loomis et al. käyttivät EEG-mittausta tutkimuksessaan [7] ja onnistuivat erottelemaan viisi eri unen tilaa. Heitä pidetään NREM unen löytäjinä. Tämän jälkeen ilmestyi useita uniluokitusjärjestelmiä, joissa unen eri vaiheiden määrät ja määrittelyt vaihtelivat. Myöhemmin vuonna 1953, Aserinsky ja Kleitman löysivät REM-unen. REM-unen löytämisen jälkeen luokitusjärjestelmät alkoivat muistuttaa enemmän nykyisin käytössä olevia. Rechtschaffenin ja Kalesin kehittämä luokitusjärjestelmä vuodelta 1968 perustui ainoastaan EEG-analyysihin. Se toimi standardina aina vuoteen 2004 saakka, kun American Academy of Sleep Medicine määräsi uuden standardi-järjestelmän kehitystyön (Taulukko 1). Sen kehitykseen osallistui kahdeksan työryhmää, joissa työskenteli arvioiden mukaan jopa 80 alan asiantuntijaa. Uusi järjestelmä valmistui vuonna 2007 ja siitä julkaistiin seitsemän artikkelia ainoastaan selittämään teoriaa uusien säännösten takana. [6]

Taulukko 1. EEG uniluokitus AASM:n järjestelmän mukaisesti [6]

AASM järjestelmän määritelmät	
Hereillä	Yli 50% Alfa-kaistaa. Esiintyy takaraivon alueella, kun silmät ovat kiinni.
N1	Yli 50% matalan amplitudin vaihtelevan taajuuden oskillointia (Theeta-kaista).
N2	Unisukkuloita tai K-komplekseja. Välissä matalan amplitudin vaihtelevan taajuuden oskillointia (Theeta-kaista).
N3	Yli 20% suuren amplitudin, vähintään 75µV Delta aaltoja. Unisukkuloita voidaan havaita.
R	Samankaltaista matalan amplitudin oskillaatiota kuin N1 tasolla. Sahalaita- aaltoja voi esiintyä

Aikatasossa tarkastelu on hyödyllistä silloin, kun etsitään signaalista yksittäisiä piikkejä tai muotoja kuten esimerkiksi epilepsian tapauksessa. Taajuustason tarkasteluun kannattaa siirtyä silloin, kun halutaan etsiä systemaattisia muutoksia signaalista. Spektrianalyysi paljastaa signaalista vahvimmat taajuuskaistat. Uniluokituksessa ollaankin monesti kiinnostuneita signaalien spektreistä, sillä ne antavat tietoa unen eri tasoista. [2]

Taulukossa 2 nähdään keskeisimmät jaottelut, joita käytetään uniluokituksissa. Alfa-kaistaa esiintyy hereillä ollessa, yleensä kun kuvattavalla on silmät suljettuna. Koska visuaalisen ärsykkeen aikana alfa-kaistaa ei havaita, uskotaan, että se on jollain tavalla yhteydessä aivojen visuaaliseen tiedonkäsittelyyn. Beeta-aallot yhdistetään tietoisuuteen ja keskittymiseen. Unisukkulat ovat korkean taajuuden piikikästä pursketta, joka on kestoltaan hyvin lyhyttä, noin 1-2 sekuntia. Sitä pidetään varmana merkinä nukahtamisesta. Theeta-kaistaa esiintyy nukkuessa, kun uni syvenee, ilmestyy myös hitaat delta-aallot. Sahalaita-aaltoja saattaa esiintyä REM-unen aikana, mutta se ei ole varsinainen edellytys sille. Lisäksi taulukosta löytyy yksittäinen tapahtuma, joka ei ole neuronaalista oskillaatiota, mutta tärkeä uniluokituksissa, K-kompleksit. Ne ovat kestoltaan vähintään 0.5 sekuntia ison amplitudin aaltoja. Ne erottuva selkeällä 2-vaiheisella muodollaan ja terävillä aallonharjoillaan. [8, 2]

Taulukko 2. Unitutkimuksen kannalta tärkeät jaottelut.

Uniluokituksen jaottelut	
Beeta	14-60 Hz, hereillä
Alfa	8-13 Hz, rentoutunut
Theeta	4-7 Hz, uni
Delta	alle 4 Hz, syvä uni
Unisukkula (<i>engl. sleep spindle</i>)	10-12 Hz, varma unen alku
Sahalaita-aallot	3-7 Hz, REM-uni
K-kompleksit	2- vaiheinen muoto, uni

Uni rakentuu yleisemmästä ns. NREM-unesta, sekä REM-unesta. Noin 20% unesta on REM-unta. Yleensä yhden hyvin nukutun yön aikana näiden kahden kierto toistuu 4-5 kertaa. NREM-uni jaetaan edelleen 3 tasoon (N1-N3, AASM), jotka kuvaavat unen syvyyttä. Jokaiselle tasolle on omat kriteerinsä (Taulukko 1), jotka perustuvat eri taajuuskaistojen dominointiin. Uniluokituksessa voidaan käyttää EEG:n lisäksi myös EOG:a eli elektro-okulografia, jossa mitataan silmän verkkokalvon lepopotentiaalia. Sekä EMG:a eli elektromyografia, joka rekisteröi lihasten sähköisiä ilmiöitä. Kun käytetään kolmea mittauslaitetta yhden sijaan, saadaan paremmin varmistettua uniluokituksen paikkansapitävyys. Myös elektromyo- ja elektro-okulografille on omat uniluokittelu kriteerit.

2.8. Unideprivaatio

Kuvausmenetelmät harvoin mahdollistavat yön yli kestäviä mittauksia. Esimerkiksi käytössämme olleella EGI GSN -laitteistolla elektrolyytti kuivuu noin kahdessa tunnissa, minkä jälkeen kontakti päänahan kanssa heikkenee. Unideprivaatiota voidaan käyttää nopeuttamaan nukahtamisen prosessia. Se siis mahdollistaa unenaikaiset mittaukset, kun mittausaika on jostain syystä rajoitettu. Se koostuu yleensä 24-36 tunnin unettomasta jaksosta. Nukahtamista nopeuttamaan voidaan unideprivaation vaihtoehtona rajoittaa edellisien öiden unen määrää.

Unideprivaatio on myös aktivaatiomenetelmä, joka lisää epileptisen aktiviteetin mahdollisuutta. Havaittavat epileptiset purkaukset johtuvat unideprivaation aiheuttamasta stressistä keskushermostoon. Unideprivaation aiheuttamaa stressitilaa voidaan lisätä, käyttämällä antikonvulantteja, joilla on rauhoittava vaikutus. [4]

2.9. Etenevät aallot

Neuronaalisia oskillaatioita on tutkittu paljon niiden löytöhetkestä saakka. Tutkimukset ovat lähinnä keskittyneet siihen, mistä kyseiset oskillaatiot syntyvät ja mikä niiden rooli on aivojen toiminnan kannalta. On ehdotettu, että neuronaalisen oskillaation synkronia voisi olla osana informaationlevitystä eri neuronipopulaatioiden välillä. Aiemmin on uskottu, että oskillaatio tietyllä alueella on täydellisessä synkroniassa, eli ajallisesti täysin viiveetöntä [9]. Useat eri tutkimusryhmät uskoivat, että oskillaatiot voivat järjestyä siten, että ne muodostavat etenevät aallon. Vuonna 1949

tapahtui ensimmäinen kokeellinen havainto [10]. Etenevät aallot ovat siis koherenttia oskillaatiota, jotka etenevät pitkin aivokuorta. Uskotaan että etenevät aallot ovat tärkeässä roolissa neuronaaalisessa tiedonsiirrossa ja laskennallisissa prosesseissa aivoissa [11,12]. Niitä on löydetty ainakin taajuuksilta 0,1-15Hz [12]. Korkean resoluution EEG:llä voidaan havaita ns. makroskooppisia aaltoja, jotka etenevät pitkin aivokuorta. Artikkelissa [13] osoitettiin, että matalataajuiset oskillaatiot, joita esiintyy unessa, ovat eteneviä aaltoja. Artikkelin mukaan niiden syntysija ja etenemissuunta vaihtelevat.

3. Menetelmät

Kaikki kuvaukset tehtiin Oulun yliopistollisessa sairaalassa, osana muita tutkimusprojekteja. Analyyseissä oli mukana 6 tervettä henkilöä. Jokaiselle henkilölle suoritettiin kaksi kuvausta. Toinen hereillä ollessa, ja toinen unideprivaatiossa vuorokauden valvomisen jälkeen. Kuvaukset suoritettiin ns. Hepta-scan konseptilla, jonka yksityiskohdat kuvataan artikkelissa [14].

3.1. Mittalaitteisto

Koehenkilöille tehtiin yhtäaikaaisesti mittauksia useilla eri laitteilla. Koska mukana oli magneettikuvauslaite, oli tärkeää, että kaikki mukana olevat laitteet ovat yhteensopivia sen kanssa. Kuvaukset suoritettiin akustisesti eristetyssä ja sähkökentiltä suojatussa huoneessa. Kaikki data siirrettiin kuvaushuoneesta valokuitukaapelin avulla. Laitteet oltiin synkronoitu toisiinsa siten, että tarkat ajalliset vertailut olivat mahdollisia.

EEG-mittaus suoritettiin EGI GSN Hydrocel 256-kanavaisella laitteistolla. Sen kanssa käytettiin EGI:n Hydrocel -elektrolyyttiä, joka on Kaliumkloridi pohjainen liuos. Se mahdollistaa noin kahden tunnin kuvaukset.

Magneettikuvauslaitteistona oli Siemens 3T SKYRA, jolla muodostettiin MREG -kuvat (Magnetic Resonance- Encephalography). Sen magneettivuontiheys on 3T ja sisältää 32-kanavaisen pääkelan. SKYRA sisälsi myös hengitysvyösensorin, sekä sormenpäästä mitattavan happisaturaatiomittarin. Sekvenssissä käytettiin kääntökulman arvona 5° (*engl. flip angle*), joka painottaa enemmän neuraalista toimintaa. Crusher-gradientin arvona käytettiin 0,1.

NIRS (Near-infrared spectroscopy) laitteistolla mitattiin hapettoman ja hapellisen hemoglobiinin konsentraatioita. Kyseinen laite on kehitetty yhteensopivaksi magneettikuvauksiin yhdessä Oulu Functional Neuroimaging (OFNI) -ryhmän, sekä Oulun Yliopiston Optoelectronics and Measurement Techniques (OEM) -ryhmän kanssa.

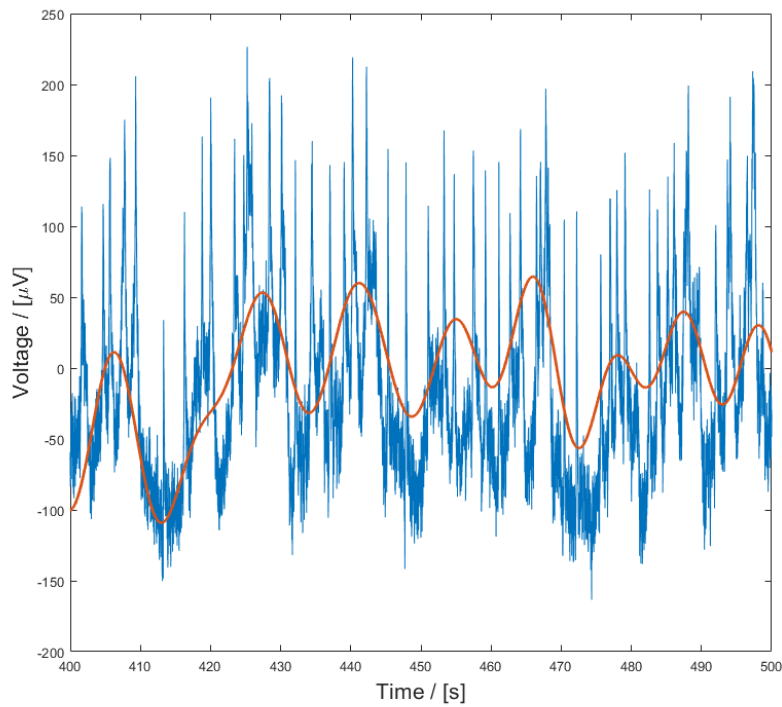
NIBP (Noninvasive Blood Pressure) laitteisto, jolla mitattiin verenpainetta. Se on myös OFNI:n ja OEM:n ryhmien kehittäminen

Lisäksi mukana oli anestesia monitori GE Datex Ohmeda Aestiva 5 MRI. Sillä mitattiin sydänsähkökäyrä, hiilidioksiditasot uloshengityksestä, ja happisaturaatio. [14]

3.2. Esikäsittelyt

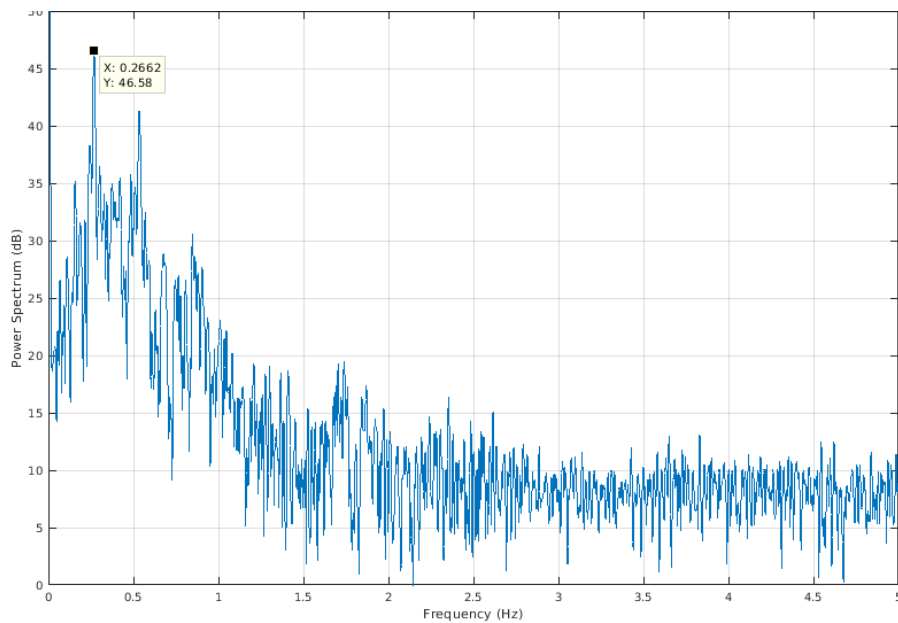
Alkuperäinen EEG-signaali, jonka näytteistystaajuus oli 1000 Hz, alinäytteistettiin 500 Hz:iin. Seuraavat artefaktat poistettiin BrainVision Analyzer ohjelmalla: Magneettikuvauksessa tapahtuvat magneettikentän gradientin muutokset, jotka indusoivat EEG-mittauksiin (*MR-artefact*), sekä sydämen toiminnan aiheuttama artefaktat (*Cardioballistic artefact*). Ohjelmalla suoritettiin myös segmentointi, jossa data leikataan oikean mittaiseksi. Kuvaukset olivat kestoaltaan noin kymmenen minuutin pituisia. Data tuotiin Matlab ohjelmistoon, jossa kaikki analyysit tehtiin.

Aluksi kaikki kanavat suodatettiin kaistanpäästösuodattimella taajuuskaistalle 0,007 – 0,1 Hz, koska olimme kiinnostuneet ainoastaan matalan taajuuden toiminnasta. Kaistanpäästösuodatin päästää läpi ainoastaan halutun taajuuskaistan. Todellisuudessa myös taajuuskaistan ulkopuolelta pääsee läpi pieni määrä signaalia, koska mikään suodatin ei ole täysin ideaalinen.



Kuva 2. Sinisellä kuvassa lyhyt otos raakasignaalia. Punaisella merkattu on taajuuskaistalle 0,007-0,1 Hz suodatettu signaali.

Kuvattavilla oli hengitysvyö, joka mittaa rintakehän liikettä. Siitä saadaan tietoa hengityksen kulusta mittauksen aikana. Hengitys etenkin unen aikana saattaa laskea lähelle 0,1 Hz, joten oli tärkeää varmistaa, ettei EEG:n suodatuskaistan sisään mahdu hengitystä. SKYRA:lla mitatulle hengitysvyö-datalle tehtiin Fourier-muunnos, joka muuttaa signaalin aikatasosta taajuustasolle. Fourier-muunnetuille hengitysmittauksille tehtiin tehospektrikuvaajat. Tehospektrin piikit kertovat vallitsevat taajuuskaistat. Koska piikit olivat suuremmilla taajuuksilla kuin 0,1 Hz, hengityksestä ei pitäisi olla haittaa analyysien kannalta. Epäselvissä tapauksissa tehtiin edellä mainitut asiat myös toiselle sensorille, joka mittasi uloshengitystä. Kuvassa 3 esimerkki tehospektristä, jossa alin hengitystaajuus noin 0,27 Hz. Koska mittaukset olivat kymmenen minuutin pituisia, voi hengitystaajuus vaihdella sen aikana, jonka takia kuvaajassa nähdään useita piikkejä.



Kuva 3. Unikuvaus-ajan hengitysvyödatasta tehty tehospektri, jossa alin hengitystaajuus noin 0,27 Hz

3.3. Viiveanalyysit

Kun signaalit olivat suodatettu halutulle taajuuskaistalle, aloitettiin etenevien aaltojen etsiminen. Koska valmista menetelmää niiden löytämiseen ei ollut, koitin useita eri lähestymistapoja:

Normalisoitu ristikorrelaatio eli kahden normalisoidun signaalin välinen liukuva pistetulo.

$$C_{xy}(\tau) = \frac{1}{N - \tau} \sum_{i=1}^{N-\tau} \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma_x} \right) \left(\frac{y_{i+\tau} - \bar{y}}{\sigma_y} \right)$$

\bar{x} = keskiarvo

σ_x = varianssi

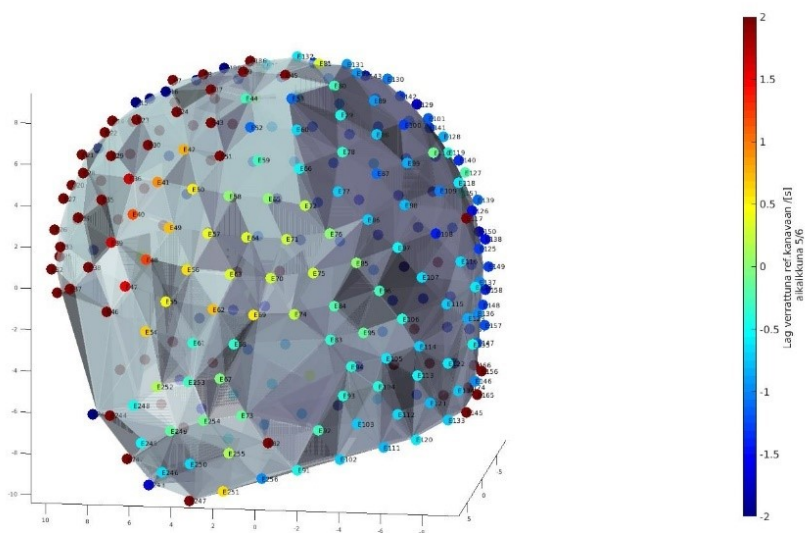
τ = viive

Kun valitaan yksi kanava referenssikanavaksi ja verrataan kaikkia muita kanavia siihen, ristikorrelaation maksimikohta kertoo, missä pisteessä signaalit ovat parhaiten linjassa. Ristikorrelaation maksimikohdan argumentti antaa signaalien välisen viiveen. Menetelmän käyttö vaatii sen, että signaalien täytyy olla samankaltaisia. Pieni määrä häiriötä signaalissa ei haittaa. Koska aktivaatioita tapahtuu ympäri aivokuorta, myös eri puolella päätä sijaitsevat elektrodit saattavat rekisteröidä hyvinkin erilaista signaalia. Kävi selväksi, että valitun elektrodin ympärille muodostui

samanlaisen toiminnan alue. Tämä menetelmä on käytännöllinen, kun tarkastellaan pienempiä alueita, joissa toiminta on samankaltaista. Menetelmän ehdoton etu on sen laskennallinen helppous.

Koska mittaukset olivat kestoaltaan pitkiä ja niiden taajuussisältö saattoi vaihdella hieman ajanhetkestä riippuen, päätettiin jakaa signaali aikaikkunoihin. Molemmista päistä signaalia leikattiin 20 sekuntia pois, jolla eliminoitiin suodatuksen aiheuttamat vääristymät, jotka ilmestyvät mittauksen alkuun ja loppuun. Signaali jaettiin kuuteen aikaikkunaan niin, että ne olivat limittäin 50%. Näin yhden aikaikkunan pituudeksi saatiin noin 160s.

Elektrodien paikkainformaatiosta, joka sisälsi koordinaatit jokaiselle elektrodille, luotiin 3-ulotteinen pintamalli, johon merkattiin väreillä viiveet aikaikkunoittain. Mallista voitiin havaita samankaltaisen toiminnan alueita, jotka muodostuivat referenssikanavan ympärille.



Kuva 4. Aikaikkunakuva 5/6 viiveen arvot (sekuntia) suhteessa referenssikanavaan merkattu kuvaan väreillä. Referenssielektrodina kanava 65 (keskellä kuvaa). Vasemmalla puolella referenssi kanavaa selkeästi viiveen arvot positiivisia, kun taas oikealla puolella negatiivisia.

Seuraavaksi koitettiin piikin etsimiseen kehitettyä algoritmia, joka on sisäänrakennettuna Matlabissa. Kaikista piikeistä laskettiin piikkien amplitudit ja paikat. Piikkien paikkojen erotus suhteessa referenssikanavan piikkeihin antaa viiveiden arvot. Tämä menetelmä on yksinkertainen mutta sitä ei saatu toimimaan halutulla tavalla. Piikkien määrä kanavien välillä vaihtelee, joten pitäisi pystyä tunnistamaan selvä piikki, joka esiintyy kaikissa kanavissa. Tätä tapaa on käytetty useissa eteneviä aaltoja käsittelevissä artikkeleissa.

Lopulta nopeimmaksi, sekä luotettavimmaksi osoittautui signaalien vaihevertailu. Vaihe analyysit ovat erityisesti soveltuvia tilanteisiin, joissa amplitudista ei olla kiinnostuttu. Perusidea on luoda analyttinen signaali, josta voidaan määrittää vaihe ja vaihe-erot. Vaihevertailua EEG signaaleille tehtiin artikkelissa [11]. Tässä käytettävä menetelmä on pääpiirteiltään samanlainen. Ennen analyysien tekoa katsottiin tutkittavat kanavat läpi. Mikäli ne sisälsivät paljon häiriötä, ne jätettiin pois tarkastelusta. Kaikille kanaville tehtiin Hilbertin muunnos, jonka avulla saatiin signaaleille hetkelliset vaiheet kaikille ajanhetkille.

Hilbertin muunnoksella saadaan muodostettua analyttinen signaali $Z_x(t)$.

$$Z_x(t) = x(t) + j\tilde{x}(t) = A_x(t)e^{j\phi_x(t)}$$

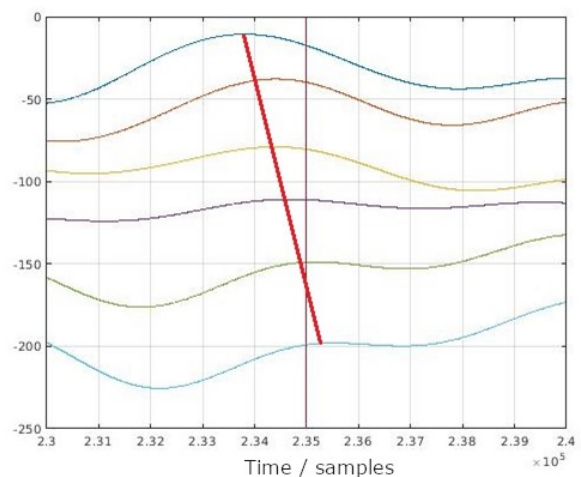
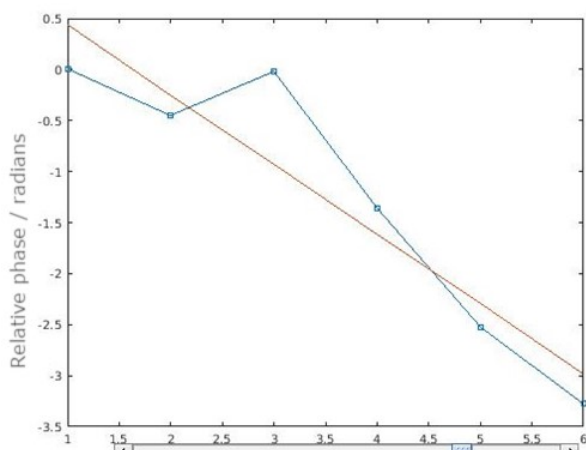
$x(t)$ = alkuperäinen signaali

$\tilde{x}(t) = x(t)$:n Hilbertin muunnos

Analyttisestä signaalista saadaan hetkellinen vaihe $\phi(t)$.

$$\phi(t) = \arg[Z_x(t)]$$

Vaiheet olivat välillä $\pm \pi$ radiaania. Valitsin tarkastelun kohteeksi elektrodit (21, 15, 8, 81, 90, ja 101) jotka kulkevat keskeltä päätä otsalta takaraivolle. Kanava 21 toimi referenssikanavana, jonka suhteen laskettiin suhteelliset vaiheet. Suhteellinen vaihe on vaiheiden erotus tietyllä ajanhetkellä. Kaikki elektrodit laitettiin samaan kuvaajaan spatiaalisessa järjestyksessä suhteellisten vaiheiden kanssa. Kun kuvaajassa muodostui nouseva tai laskeva suora, oli se merkki siitä, että kyseisellä ajanhetkellä suhteelliset vaiheet kasvavat tai vähenevät siten, että ne muodostavat etenevän aallon (Kuva 5, vasen).



Kuva 5. (Vasen) Suhteelliset vaiheet elektrodeille 21, 15, 8, 81, 90, 101 vasemmalta katsoen. Ajanhetkellä 470s. (Oikea) Samat kanavat ylhäältä alaspäin lukien matalan taajuuden suodatuksella.

Kuvassa nähdään yksittäinen etenevä aalto

Kyseisiltä ajanhetkiltä piirrettiin kuvaajat, joista voitiin silmämääräisesti tarkastella suodatettuja signaaleja. Yksittäisiä eteneviä aaltoja pystyttiin havaitsemaan, kuten kuvassa 5, oikealla. Löydetty aallot eivät kuitenkaan jatkuneet etenevinä seuraaviin aallonharjoihin. Myös päälaen oikealta puolelta valittiin elektrodit (36, 41, 50, 58, 65, 72) joille tehtiin samat analyysit. Samoin kuin aiemmin, ainoastaan yksittäisiä eteneviä aaltoja kyettiin havaitsemaan. Koska eteneviä aaltoja löydettiin hyvin vähän, myöskään eroja unikuvausten ja kontrollikuvausten välillä ei löydetty.

3.4. Amplitudimalli

Amplitudimallien luomiseen käytettiin EEGLAB ohjelmasta otettua valmista päämallia, sekä *'headplot'* -funktioita. EEGLAB on Matlab ohjelman alaisuudessa toimiva EEG signaalin käsittelyyn kehitelty ohjelma. Data sisälsi kanavia, jotka olivat käyttökelvottomia niiden sisältämän häiriön takia. Nämä kanavat täytyi poistaa, kuitenkin siten, että niiden vaikutus esimerkiksi interpoloimalla saataviin liukuvärikarttoihin, olisi mahdollisimman pieni. Tämän takia päädyin käyttämään käänteisen etäisyyden menetelmää, joka on usean muuttujan interpolaatiomenetelmä. Tähän menetelmään päädyin, koska sitä on käytetty myös BrainStorm ohjelmistossa, joka on EEG:n käsittelyyn keskittynyt ohjelma. Arvioitavan pisteen arvo saadaan laskemalla jokaiselle näytepisteelle painokertoimet, joiden avulla muodostetaan näytteiden arvoista painotettu aritmeettinen keskiarvo. [15]

Aloitin määrittämällä alueen huonon kanavan ympäriltä, jonka sisältä vertailunäytteitä etsitään. Asetin maksimi etäisyydeksi elektrodien välillä 5 cm. Näin mukaan saadaan useita vertailu elektrodeja, jotta tulos on luotettava, mutta ei niin montaa, että se olisi laskennallisesti hidasta. Alueen sisällä olevien elektrodien etäisyys laskettiin kaavalla

$$d_i = \sqrt{(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2 + (z_i - z)^2}$$

d_i = pisteiden välinen etäisyys

Kun kaikkien interpolointiin osallistuvien elektrodien etäisyydet on laskettu, saadaan huonolle kanavalle painotettu keskiarvo kaavasta

$$Z_p = \frac{\sum_{i=1}^n \left(\frac{Z_i}{d_i^p} \right)}{\sum_{i=1}^n \left(\frac{1}{d_i^p} \right)}$$

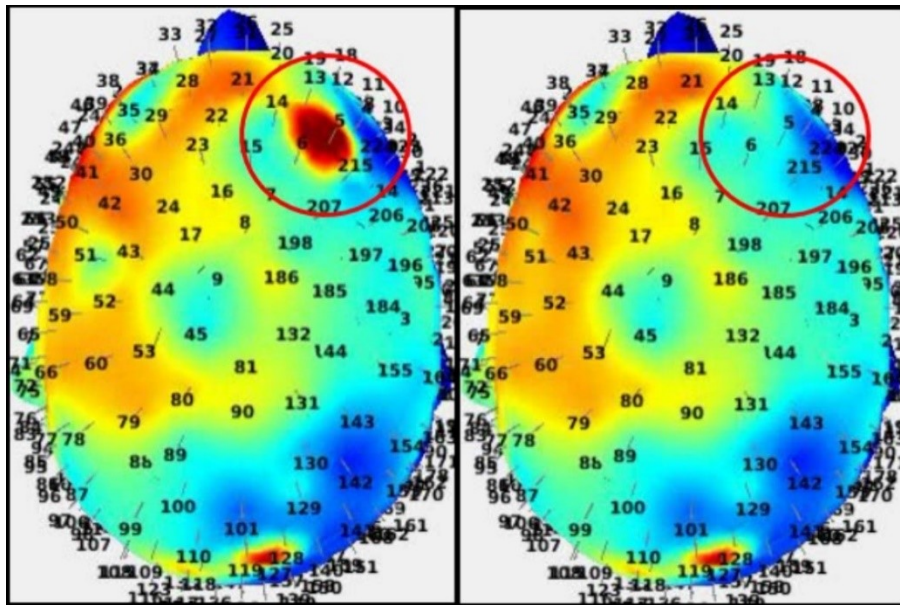
Z_p = tuntematon piste

Z_i = arvo tunnetussa pisteessä

d_i = etäisyys tunnetusta pisteestä

p = painokerroin

Tämä laskutoimitus täytyy tehdä jokaiselle näytteelle. Näin saadaan luotua kokonainen uusi signaali huonon kanavan tilalle. Korottamalla eksponenttia p nimittäjissä, voidaan kasvattaa lähellä olevien elektrodien vaikutusta suhteessa kauempiin. Koska elektrodit ovat tasaisesti jakautuneen pään pinnalla on tämä menetelmä hyödyllinen. Se ei myöskään tuota arvoja mittausten minimin ja maksimin ulkopuolelta, joka voisi vääristää tuloksia.



Kuva 6. Vasemmalla häiriötä sisältävä kanava ennen interpolointia. Oikealla sama ajanhetki, interpoloinnin jälkeen.

Kuvassa kanava numero 5 tunnistettiin huonoksi kanavaksi. Huomataan, että ennen interpolointia kanavassa on tummanpunainen alue, joka erottuu selkeästi ympäristöstään. Kanava sijaitsee positiivisen ja negatiivisen amplitudin rajalla. Interpoloinnissa kanava ottaa siis samoilta etäisyyksiltä

niin positiivista kuin negatiivista potentiaalia. Kanava muuttuu lähes neutraaliksi, koska painoarvot ovat samat.

Kolmiulotteista amplitudimallia voitiin tarkastella halutussa ajanhetkessä. Interpoloiduista kuvista muodostettiin video sekunnin välein otetuista kuvista. Kuvataajuutena käytettiin 6 kuvaa/sekunti. Video mahdollistaa, pitkän aikavälin ilmiöiden näkemisen helpommin kuin yksittäiset kuvat. Kuvauksesta jätettiin 30 sekuntia pois alusta ja lopusta. Näin saatiin varmistettua, että suodatuksesta aiheutuvat vääristymät eivät tule mukaan videoon. Lopulta 10 minuutin mittaukset tiivistyivät noin 1,5 minuuttiin. Saman henkilön unideprivaatio- ja kontrollikuvauksista muodostettuja videoita verrattiin keskenään. Useissa tapauksissa voitiin havaita selviä eroja kuvausten välillä. Näissä tapauksissa kontrollikuvausten amplitudit olivat matalampia, sekä aktiiviset alueen vaihtelivat hyvin hitaasti. Unideprivaatiokuvauksissa aktivaatioalueet vaihtelivat selvästi nopeammin, sekä näiden alueiden amplitudit olivat korkeampia. Analyysit tehtiin ainoastaan silmämääräisesti, joten niistä ei voida suoranaisesti vetää mitään johtopäätöksiä. Olisi tärkeää tehdä kaikille mittauksille uniluokitukset, jolloin voitaisiin varmistua siitä, nukkuiko koehenkilö mittauksen aikana vai ei. Vasta tämän jälkeen voidaan luotettavasti vertailla dataa keskenään.

3.5. Lähde-estimaatit

Jotta MREG ja EEG dataa voidaan verrata keskenään, täytyi molempien menetelmien paikkakoordinaatit saada samaan koordinaatistoon. EEG:n elektrodien paikkakoordinaateille tehtiin koordinaatiston muunnos MNI-152 koordinaatistoon, joka on 152:sta magneettikuvasta muodostettu keskiarvo koordinaatisto.

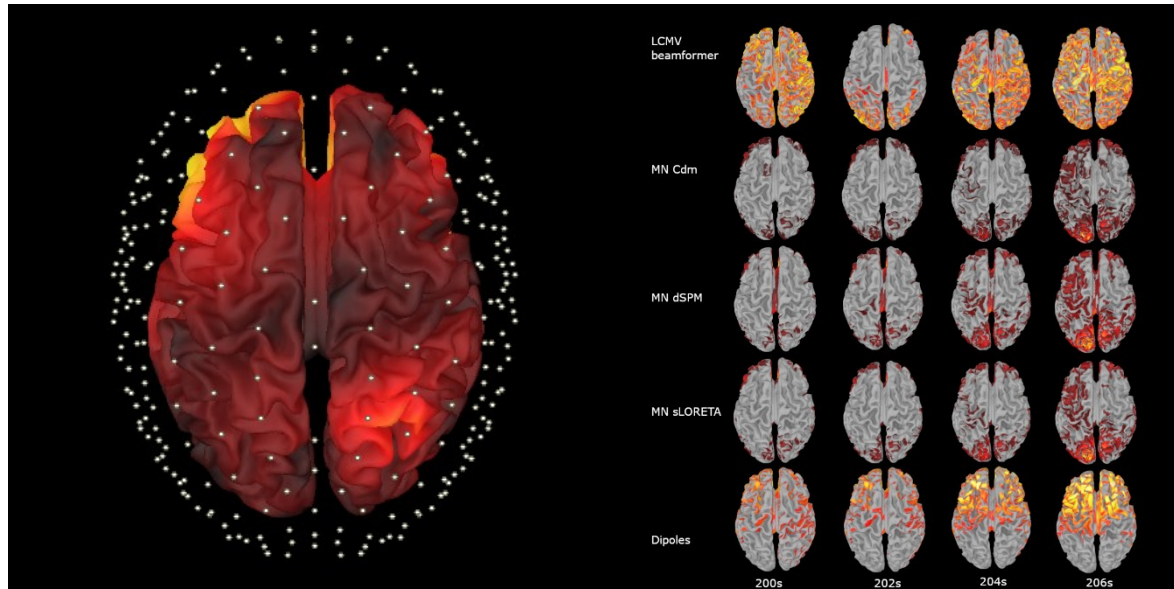
Vertailua varten EEG:lle rakennettiin lähde-estimaatti. Siinä signaali projisoidaan elektrodilta tiettyyn osaan aivoja, mistä se on oletettavasti peräisin. Se kertoo meille missä osissa aivoja tapahtuu aktivaatioita tietyllä ajanhetkellä. Approksimoiva ratkaisu koostuu suoran ongelman ratkaisusta, sekä käänteisen ongelman ratkaisusta.

Suora ongelma ratkaistaan johtavuusmallilla, jossa otetaan huomioon pään muoto ja sähkönsiirtoisuuden eri osissa. Se muodostettiin MNI-152 anatomisesta kuvasta. Käytetty johtavuusmalli sisälsi kolme eri kerrosta: 2 kallon kerrosta ja päänahan.

Käänteisen ongelman ratkaisuun on olemassa useita erilaisia menetelmiä. Yleensä kuitenkin neuronaalista toimintaa mallinnetaan virtadipoleilla. Ne vaativat erilaisia oletuksia mm. lähteiden

sijainnista, määrästä ja orientaatiosta. Parhaimmillaan lähde-estimaatit yltävät noin 0,5 cm tarkkuuteen. Yleensä useampien lähteiden yhtäaikainen aktivaatio tuottaa niille ongelmia.

Lähde-estimaatit tehtiin viidellä eri menetelmällä (kuva 7). Lähteiden paikat rajoitettiin aivokuorelle.



Kuva 7. Vasemmalla lähde-estimaatti sLORETA menetelmällä, kirkkaimmilla alueilla oletettua aktivaatioita. Oikealla vertailukuva eri menetelmillä suoritetuista lähteiden paikannuksista eri ajanhetkillä.

Parhaan menetelmän löytäminen on vielä kesken. Yllä olevasta kuvasta huomataan, että tulokset eroavat toisistaan suhteellisen paljon riippuen käytettävästä menetelmästä ja niille annetuista rajoitteista. Lähde-estimaatit tehtiin BrainStorm ohjelmalla, joka on Matlab ohjelman alaisuudessa toimiva EEG- ja MEG-signaalien käsittelyyn kehitelty ohjelma.

4. Johtopäätökset

Esikäsittelyissä tehty erittäin matalan taajuuden suodatuksen riskinä on se, että signaaliin saattaa näin tulla mukaan esimerkiksi silmänliike-artefaktia. Tulevaisuudessa on tarkoitus tehdä EEG-signaalille myös silmänliikkeiden korjaus, joka vähentäisi edelleen häiriöiden osuutta signaalissa.

Edellä viiveanalyysityökaluja voidaan käyttää EEG-signaalien kanavien välisten viiveiden arviointiin. Ristikorrrelaatiomenetelmän huono puoli on sen ajallinen epätarkkuus. Se antaa yhden

viiveen arvon eli olettaa, että viive pysyy samana koko mittauksen ajalla. Näin ei todellisuudessa ole koska, signaali sisältää hieman erilaisia taajuuskomponentteja. Tätä virhettä voidaan pienentää jakamalla signaali lyhyempiin osiin. Menetelmä on käytännöllinen, kun tarkastellaan pienempiä alueita, joissa toiminta on samankaltaista. Ristikorrelaation ehdoton etu on sen laskennallinen helppous. Jos halutaan parempi ajallinen tarkkuus viiveanalyysiin, on vaihevertailu parempi vaihtoehto.

Viiveanalyysissä löydettiin yksittäisiä eteneviä aaltoja, joiden järjestys ei kuitenkaan pysynyt samana seuraavaan aallonharjaan. Tämän takia vertailua unikuvausten ja kontrollikuvausten välillä ei kyetty tekemään.

Kehitettyjä amplitudimalleja voidaan käyttää silloin kuin halutaan tarkastella makroskooppisesti eli koko pään mittakaavassa amplitudien vaihtelua. Interpolaatiomenetelmää, jolla huonojen kanavien vaikutus eliminoidiin, tulisi käyttää ainoastaan, kun ollaan varmoja, että kyseessä on häiriöinen kanava eikä neuraalista toimintaa. Amplitudimalleista muodostetuista videoista, voitiin nähdä selviä eroja unikuvausten ja kontrollikuvausten välillä. Nukkuvalla henkilöllä aktivaatioalueet vaihtelivat nopeammin, sekä näiden alueiden amplitudit olivat korkeampia. Amplitudien kasvu oli odotettua, sillä theeta- ja delta-oskillaatioille on ominaista suuremmat amplitudit kuin hereillä esiintyvillä alfa- ja beeta-oskillaatioilla. Uniluokituksia ei oltu kuitenkaan tehty kaikille kuvattaville, joten tätä havaintoa ei voitu varmistaa.

Tulevaisuudessa on tarkoituksena keskittyä entistä enemmän MREG:n ja EEG:n vertailuun. Siksi on tärkeää kehittää pidemmälle tämän vertailun mahdollistavia työkaluja, jotta saataisiin entistä luotettavampia tuloksia. Oletuksena on, että näiden kahden menetelmän välillä havaittaisiin samankaltaisuuksia, sillä MREG kuvaa epäsuorasti aivojen aktiivisuutta. Ongelma näiden kahden menetelmän vertailussa on se, että EEG mittaa sähköisiä ilmiöitä pään pinnalta. Tämän takia se täytyy projisoida tiettyyn alueeseen aivoja, mistä se on oletettavasti lähtöisin. Ratkaisu tähän voi olla edellä esiteltyt lähde-estimaatit.

5. lähteet

- [1] Haas L. *Hans berger (1873–1941), richard caton (1842–1926), and electroencephalography*. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry; 2003
- [2] Thakor N. V, Tong, S. *Quantitative EEG analysis methods and clinical applications*; 2009
- [3] Proakis J.G., Manolakis D.G., *Digital signal processing, Principles, Algorithms, and Applications, 3rd ed*; 1996
- [4] Niedermeyer E, Lopes da Silva F. H, Schomer D. L. *Niedermeyer's electroencephalography : Basic principles, clinical applications, and related fields*; 2011
- [5] Nunez, Paul L, Srinivasan, Ramesh. *Electric fields of the brain : The neurophysics of EEG*; 2006
- [6] Daube J. R., Rubin D. I. *Clinical neurophysiology*; 2009
- [7] Loomis A. L., Harvey E. N., Hobart G. A. *Cerebral states during sleep, as studied by human brain potentials*. Journal of Experimental Psychology; 1937
- [8] Purves D., Augustine G. J., Fitzpatrick D., Hall W. C., LaMantia A., McNamara J. O. and Williams S. M. *Neuroscience*; 2004
- [9] Muller L., Chavane F., Reynolds J., Sejnowski T. *Cortical travelling waves: mechanisms and computational principles*, Nature Reviews Neurosciences; 2018
- [10] Goldman S., Santelmann W. F., Vivian W. E., Goldman D. *Traveling waves in the brain*, Science; 1949
- [11] Patten T. M., Rennie C. J., Robinson P. A., Gong, P. *Human cortical traveling waves: Dynamical properties and correlations with responses*, PLoS One; 2012
- [12] Zhang H., Watrous A. J., Patel A., Jacobs J. *Theta and alpha oscillations are traveling waves in the human neocortex*, Neuron; 2018
- [13] Massimini M., Huber R., Ferrarelli F., Hill S., Tononi G. *The Sleep Slow Oscillation as a Traveling Wave*, The Journal of Neuroscience; 2004
- [14] Korhonen V., Hiltunen T., Myllylä T., Wang X., Kantola J., Nikkinen J., Kiviniemi V. *Synchronous multiscale neuroimaging environment for critically sampled physiological analysis of brain function: Hepta-scan concept*, Brain Connectivity; 2014
- [15] Smith M.J., Goodchild M.F., Longley P.A., *Geospatial Analysis, 6th Edition, 6.6.1 Inverse Distance Weighting*; 2018
- [16] Lopez-Calderon J., Luck S. J. *ERPLAB: An open-source toolbox for the analysis of event-related potentials*, Frontiers in Human Neuroscience; 2014